

⑫ 公開特許公報(A) 平1-166751

⑬ Int.Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	⑭ 公開 平成1年(1989)6月30日
A 61 B	10/00	3 2 0	X-7437-4C
	5/02	3 4 0	G-8119-4C
G 01 N	24/08		Y-7621-2G
// G 01 F	1/716	8706-2F	審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑯ 特 願 昭62-324024

⑰ 出 願 昭62(1987)12月23日

⑱ 発 明 者 宮 元 嘉 之 茨城県勝田市市毛882番地 株式会社日立製作所那珂工場内

⑲ 発 明 者 武 田 隆 三 郎 茨城県勝田市市毛882番地 株式会社日立製作所那珂工場内

⑳ 出 願 人 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

㉑ 代 理 人 弁理士 小川 勝男 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

磁気共鳴イメージング装置

2. 特許請求の範囲

1. 静磁場中におかれた被検体に高周波磁場を印加し、被検体より発する核磁気共鳴信号に画像再構成処理を施し、画像を得るようにした磁気共鳴イメージング装置において、フローエコードパルスと呼ばれる定速流体からのNMR信号に一定の位相変化を与える傾斜磁場パルスを複数组合わせて、被検体からのNMR信号の位相を制御する際、時間的余裕のある傾斜磁場軸のフローエコードパルスをホモスポイル効果が最大になるように配置することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は磁気共鳴イメージング装置に係わり、特に血管像、血流速像撮影時のアーチファクトを除去するのに好適な磁気共鳴イメージング装置に

関する。

〔従来の技術〕

公知例は単に血管描画の手法について説明したもので、パルスシーケンスは 180° パルスからの類似FIDのアーチファクトが発生しないように工夫がされている。詳細は実施例の中で説明するが、上記公知例は血流部から得られる信号の大きい血流不感シーケンス(位相不感シーケンス、Flow Insensitive Sequence, Flow Rephased Sequenceとも呼ばれる)と、血流敏感シーケンス(位相敏感シーケンス、Flow Sensitive Sequence, Flow Dephased Sequenceとも呼ばれる)の2つのシーケンスで2枚の画像を撮影し、それぞれを引算して、血流部だけの像を作成している。そして、上記公知例のシーケンス図はリードアウト傾斜磁場(G_r)が血流不感となつている。つまり、 180° パルスの前の正のパルスとリードアウト用のパルスのエコーの中心までの前半部分の対が一つのフローエコードパルス(上記公知例では、bipolar gradient pulseと呼んでいるが同義であ

る)。また、 180° パルス前後の負のパルスがもう1つのフローエンコードパルス。この2つのフローエンコードパルスは同一流体に対し反対の位相にシフト効果を持つので、結果として相殺され、位相シフトが起こらず、血流部から大きな信号が得られる。

このとき、負のパルスの大きさ（強度と時間の積）を正のパルスの大きさの2倍以上するように配置を工夫することにより、 180° パルスからの類似FIDが、信号サンプル中にエコーとなつて出現しないようにしている。

〔発明が解決しようとする問題点〕

上記公知例のシーケンスを実現しようとすると、リードアウト時の傾斜磁場強度よりも大きい負の傾斜磁場を発生させる必要がある、非常に大きな傾斜磁場電源を必要とする。また、小さな傾斜磁場電源で上記公知例のシーケンスを実現しようとすると負の傾斜磁場の印加時間を長くしなければならず、エコータイムが長くなり、血流などの動いているものを撮う場合、非常に不利になる。

において発生させ、該高周波を送信コイル104より前記被検体102に対して照射する。一定時間照射後、被検体中の ^1H が発する核磁気共鳴信号を受信コイル105によつて検出し、検出された共鳴信号は、前記送受信システム106によつて可変周波数に変換され、更にA/D変換器107によつてデジタル信号となる。該信号は計算機109によつて必要な処理をなされ、得られた画像を表示装置110に表示する。また、イメージングに必要な位置情報を信号に附加するための傾斜磁場は、あらかじめ決められた必要な条件を満たすように計算機109によつて制御された傾斜磁場電源108と該電源に接続された傾斜磁場コイル103によつて印加される。また、前記送受信システム106も同様に計算機によつて制御される。

第2図で、基本的なスピネコーのパルスシーケンスを示し、イメージングの原理を説明する。静磁場中におかれた被検体の磁化は静磁場の方向を向いている。そこに 90° パルス201を照射

本発明の目的は、これらの問題点を解決し、小さな傾斜磁場電源でエコータイムを必要以上に長くせずに、アーチファクトのない血管像、血流速度像等が得られる、磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。

〔問題点を解決するための手段〕

前記目的は、時間的余裕のある傾斜磁場のフローエンコードパルスをホモスボイル効果が最大になるように配置することにより達成される。

〔作用〕

前記手段により、小さな傾斜磁場電源で、エコータイムを必要以上に長くせずに、アーチファクトのない血管像、血流速度像が得られる。

〔実施例〕

本発明の実施例を第1図～第3図により説明する。

第1図に本発明の実施例の構成図を示す。均一な静磁場を発生する磁石101中に、被検体102を置き、被検体中の ^1H に対して、被磁気共鳴を生じさせるに必要な高周波を送信システム106

すると、被検体の磁化は静磁場と直角方向に向き、静磁場強度に比例した周波数を持ったNMR信号が発生する。この信号は、横緩和の影響に加えて、静磁場の不均一性により急速に減衰するが、 τ 時間後に 180° パルス202を照射すると、さらに τ 時間後に再び強い信号203が発生する。この信号をサンプルする。この計測を一定時間Tごとに繰返す。この信号に位置情報を与えるため、互いに直交した3つの傾斜磁場を使用する。傾斜磁場印加方式を少しずつ変化させて計測を繰返す。まず、平面を切り出すために、 90° 、 180° パルス201、202の印加時に毎計測ごとに、同じ出力値のスライス用傾斜磁場204～206を印加する。すると 90° パルス、 180° パルスの周波数に応じた磁場強度の磁化のみが繰返される。これをスライシングという。

その平面内の磁化について、周波数エンコード用傾斜磁場208～209、位相エンコード用傾斜磁場207を印加し、平面内の位置情報を与える。周波数エンコードは信号サンプリング210

の際に、毎計測ごと同じ出力値の傾斜磁場を印加して、NMR信号の周波数と信号発生位置を対応させる手法である。

また、位相エンコードとは、信号サンプリングの前に毎計測ごとに変化する傾斜磁場を与えて、計測ごとの位相の変化と位置を対応させる手法である。

スライシングにより切り出された平面内の1ピクセルに密度 ρ の静止した水素原子があり、周波数エンコード用傾斜磁場にて周波数 W_0 、位相エンコード用傾斜磁場にて位相変化 θ_0 にエンコードされた場合のNMR信号 $S_0(t, n)$ は、

$$S_0(t, n) = \{ \exp(j\omega_k t) \exp(j\theta_0 n) \} \dots (2)$$
で表わされる。これを、まず時間軸方向にフーリエ変換して

$$S_0(w, n) = \{ \delta(w - W_0) \exp(j\theta_0 n) \} \dots (3)$$
次に、位相軸方向つまり、計測回数軸方向にフーリエ変換して、

$$S_0(W, \theta) = \{ \delta(W - W_0) \delta(\theta - \theta_0) \} \dots (4)$$
となり、 W - θ 平面上の (W_0, θ_0) の点に強度 ρ

をもつ画像信号に変換される。

次にフローエンコードパルスについて説明する。フローエンコードパルスの原理については、宮元他、「MRIによる血流計測」を参照されたい。このフローエンコードパルスを複数用いると、定常流体からのNMR信号に全く位相変化を与えない血流不感シーケンス(位相不感シーケンス、Flow Insensitive Sequence, Flow Raphased Sequenceとも呼ばれる)や定常流体からのNMR信号に大きな位相変化を与える血流敏感シーケンス(位相敏感シーケンス、Flow Sensitive Sequence, Flow Dephased Sequenceとも呼ばれる)が作られる。

例えば、血流不感シーケンスで人体を撮影すると流れのある部分、つまり血流部からの信号は位相変化がなく、位相が揃っているため、血流部から大きな信号が得られる。血流敏感シーケンスで撮影すると血流部からの信号は、その速度に応じた位相変化があるので位相が揃わず、大きな信号が得られない。2つのシーケンスで得られた静止

部の信号の大きさは同じなので、血流不感シーケンスと血流敏感シーケンスで2つの画像を撮影し、それぞれ引算をすると血流部のみの像が得られる。このようにして、フローエンコードパルスを利用したシーケンスが使用される。特に血流不感シーケンスは血流部からの信号を得るという意味で、非常に重要なシーケンスである。

第3図に第2図の通常スピンエコーシーケンスに複数のフローエンコードパルスを組み作成した血流不感スピンエコーシーケンスを示す。301~310までは第2図の201~210と同じ。スライス軸に注目すると304の90°パルスの中心から後半部分と305が1つのフローエンコードパルス(FE1と呼ぶ)、306の180°パルスの前半と後半で1つのフローエンコードパルス(FE2)、311と312で1つのフローエンコードパルス(FE3)であり、FE1とFE2は同一流体に対し、同方向の位相シフトを生じさせ、FE3は反対方向の位相シフトを生じさせる。つまりFE1とFE2の効果とFE3の

効果で位相シフトを相殺し、結果として位相シフトを生じさせないようにしている。

また、リードアウト軸に注目すると、308と309のエコー中心までの前半部が1つのフローエンコードパルス(FE4)、313と314が1つのフローエンコードパルス(FE5)であり、それぞれ同一流体に対し反対方向の位相シフトを生じさせ、互いに位相シフトを相殺しあい、結果として位相シフトを生じさせない。このシーケンスの180°パルスから発生する擬似FIDに注目すると、314と309の前半部が逆極性でかつ同じ大きさなので、サンプリングの中心でリードアウト方向のスピン位相が揃う。また、306と312が逆極性であるので、スライス方向のスピン位相も完全ではないが揃う方向にある。したがって擬似FIDはサンプリングの中心でエコーとなり、アーチファクトとして画像に入ってしまう。

そこで、第4図に示すように時間的に余裕のあるスライス軸のフローエンコードパルスをホモス

ボイル効果が最大になるように配置する。つまり、411と412の印加間隔をできるだけ大きくして、位相シフトの増分と同じ効果を持つ415と416のフローエンコードパルスを組込む。このとき、できるだけ印加間隔を小さくする。すると180°パルス以降のスライス軸は正極性の傾斜磁場の効果がとなり、縦横FIDの位相はバラバラになる。したがって、アーチファクトは発生しない。

〔発明の効果〕

本発明により、小さな傾斜磁場電源で、エコータイムを必要以上に長くせずに、アーチファクトのない血管像、血流速像が得られる。

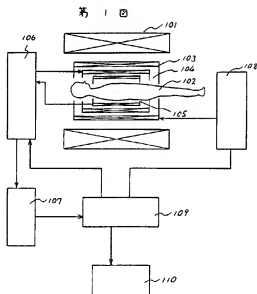
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の実施例のブロック図、第2図は通常のスピネエコーのパルスシーケンス図、第3図は血流不感のスピネエコーのパルスシーケンス図、第4図は本発明を適用した血流不感のスピネエコーのパルスシーケンス図である。

101…磁石、102…被検者、103…傾斜磁

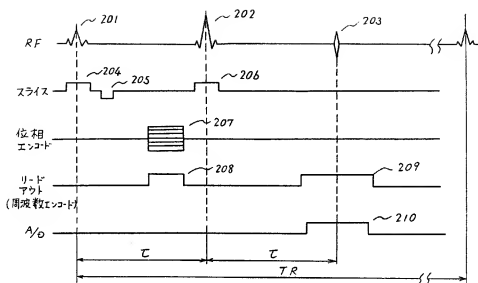
場コイル、104…送信コイル、105…受信コイル、106…送信システム、107…A/D変換器、108…傾斜磁場電源、109…計算機、110…表示装置。

代理人 井理士 小川勝男

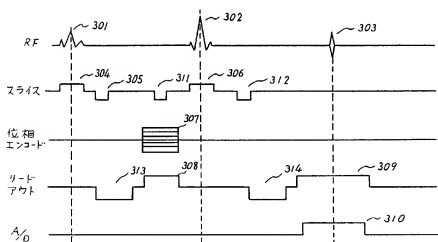


101…磁石
102…被検者
103…傾斜磁場コイル
104…送信コイル
105…受信コイル
106…送信システム
107…A/D変換器
108…傾斜磁場電源
109…計算機
110…表示装置

第 2 図



第 3 図



第 4 図

